

(18) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3947707号

(P3947707)

(45) 発行日 平成19年7月25日(2007.7.25)

(24) 登録日 平成19年4月20日(2007.4.20)

(51) Int.Cl.

A61B 6/00 (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01)

F 1

A61B 6/00 310
A61B 6/00 300D
A61B 6/00 300X
A61B 6/03 321Q
A61B 6/03 360G

請求項の数 10 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2002-557283 (P2002-557283)	(73) 特許権者	300019238 ジーイ・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
(36) (22) 出願日	平成13年12月12日(2001.12.12)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ウエケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710 ・3000
(65) 公表番号	特表2004-517670 (P2004-517670A)	(74) 代理人	100093908 弁理士 松本 研一
(43) 公表日	平成16年6月17日(2004.6.17)	(74) 代理人	100105688 弁理士 小倉 博
(36) 國際出願番号	PCT/US2001/048128	(74) 代理人	100106541 弁理士 伊藤 信和
(87) 國際公開番号	W02002/056770		
(87) 國際公開日	平成14年7月25日(2002.7.25)		
審査請求日	平成14年8月28日(2002.8.28)		
(31) 優先権主張番号	09/752,791		
(32) 優先日	平成12年12月28日(2000.12.28)		
(33) 優先権主張國	米国(US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】透視イメージング・システムを用いてコンピュータ断層画像を取得しあつ表示するための方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線を発生させるためのX線源(36)及び受け取ったX線から画像照射を取得するための受信体(34)を有するCアーム・ユニット(10)であって、そのCアーム(12)は該X線源(36)及び受信体(34)を画像収集経路に沿って少なくとも第1及び第2の照射位置の間で移動させているようなCアーム・ユニット(10)と、前記受信体の位置及び患者の位置を監視して位置データを生成するための位置検出器(18、20)と、

前記受信体が前記第1及び第2の照射位置のそれぞれに配置されている間に取得した少なくとも第1及び第2の画像照射を含む一連の画像照射を、前記受信体から集めるための収集モジュール(16)であって、該収集モジュール(16)は、前記位置検出器からの前記位置データに基づいて前記一連の画像照射を収集する収集モジュール(16)と、前記一連の画像照射及び複数の前記位置検出器からの位置データに基づいて、3次元(3D)ボリュメトリック・データ組を構成させるための画像処理装置(16)と、前記3次元ボリュメトリック・データ組に基づいて画像を表示するためのディスプレイ(48)と、

を備える医用イメージング・システム。

【請求項2】

前記画像処理装置がコンピュータ断層ボリュームを構成している、請求項1に記載の医用イメージング・システム。

【請求項 3】

前記 C アーム（112）を回転自在に取り付ける相手となっているベース（111）であって、X線源（123）及び受信体（124）を C アームを含む面に沿って患者に対して前記第1及び第2の照射位置間で回転させる経路である軌道状回転経路を形成した前記画像収集経路に沿って前記 C アーム（112）を移動させているベース（111）、をさらに備える請求項1または2に記載の医用イメージング・システム。

【請求項 4】

前記 C アーム（112）に接続させた側面回転ユニット（119）であって、前記画像収集経路の少なくとも一部を形成する側面回転経路に沿って前記 C アームを移動させて前記受信体が前記第1及び第2の照射位置の間を移動するようにした側面回転ユニット（119）、をさらに備える請求項1乃至3のいずれかに記載の医用イメージング・システム。

【請求項 5】

Cアーム式X線透視装置により取得した患者の画像照射から3次元（3D）ボリュメトリック・データ組を構成させるために、
X線発生装置（14）と、

患者を基準として画像収集経路に沿って移動するCアーム・ユニット（12）の位置及び患者の位置を電子監視する位置検出器（18、20）と、

一連の画像照射を、前記受信体から集めるための収集モジュール（16）と、

前記一連の画像照射及び複数の前記位置検出器からの位置データに基づいて、3次元（3D）ボリュメトリック・データ組を構成させる画像処理装置（16）とを備える。

医用イメージング・システムが作動する方法であって、

患者を基準として画像収集経路に沿って移動する前記 C アーム・ユニット（12）の位置及び患者の位置を前記位置検出器（18、20）が継続的に電子監視するステップ（305）と、

前記 C アーム・ユニットを前記画像収集経路に沿って移動する間、前記 C アーム・ユニットが患者位置に対して所定の照射位置に位置決めされた時点で患者の一連の画像照射を前記収集モジュール（16）が取得するよう前記位置検出器（18、20）が X 線発生装置（14）にトリガ・コマンド（28）を送るステップ（310、315、320）と、前記一連の画像照射から3Dボリュメトリック・データ組を前記画像処理装置（16）が構成するステップ（335）と、

を含む方法。

【請求項 6】

前記 X 線発生装置（14）は、前記 C アーム・ユニット上の受信体が患者に対する事前定義の軌道位置に到達した時点で X 線を照射するようにトリガされ（310）、前記収集モジュール（16）は、この照射に基づく画像照射を取得する、請求項5に記載の方法。

【請求項 7】

さらに、前記位置検出器（18、20）が患者上の一つの固定点を原点とする座標基準系における患者の位置及び C アーム・ユニットの位置を特定しているトラッキング成分座標を継続的に生成するステップを含むと共に、前記 X 線発生装置（14）は前記トラッキング成分座標に基づいてトリガされる、請求項5または6に記載の方法。

【請求項 8】

X線発生装置（14）と、

患者に対する開始位置と終了位置の間の移動範囲にわたって移動する X 線検出器（34）の患者を基準とした位置をトラッキングする位置検出器（18、20）と、

複数の患者ピュー・スライスを作成する画像処理装置（16）とを備える、

デジタル式透視システムが作動して患者データ組を形成し、該患者データ組から患者ピュー・スライスを作成するための方法であって、

患者に対する開始位置と終了位置の間の移動範囲にわたって移動する X 線検出器（34）の患者を基準とした位置を前記位置検出器（18、20）がトラッキングするステップ（305）と、

10

20

30

40

50

患者に対する検出器の位置に基づいて前記X線発生装置(14)による一連の照射を前記位置検出器(18、20)がトリガするステップ(310)と、基準座標系内での検出器の位置を特定している位置トラッキング・データと共に各画像照射を前記画像処理装置(16)が保存するステップ(320)と、前記画像処理装置(16)が前記患者データ組から複数の患者ビュー・スライスを作成するステップ(340)と、
を含む方法。

【請求項9】

X線検出器は手動で移動させることができる請求項8に記載の方法。

10

【請求項10】

前記画像処理装置(16)が前記患者データ組から患者のサジタルビュー・スライス、コロナルビュー・スライス及びアキシャルビュー・スライスを作成しつつ表示するステップをさらに含む請求項8または9に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明の好ましい実施形態は、全般的には、3次元(3D)ボリュメトリック・データ組を構成させてこのデータ組を診断的及び介入的医療手技において使用するための可動式Cアーム・ベースのX線システムに関する。より具体的には、本発明の好ましい実施形態の少なくとも一つは、患者及びX線受信体に関する座標情報を部分的に基づいてデジタルX線画像の3次元ボリュメトリック・データ組を構成させ、このデータ組を使用して診断的及び介入的手技を実行している可動式Cアーム・ベースのX線医用イメージング・システムに関する。

20

【0002】

【発明の背景】

コンピュータ断層(CT)や磁気共鳴イメージング(MRI)など、従来の医用イメージング様式では、患者並びに患者のイメージング・データ組を構成させるのに用いる装置を支持するために高度な機械的ガントリ構造を使用している。CTやMRIのデータ組は、その正確な患者位置が機械的ガントリと、このガントリと一体で形成させた患者寝台との関係から既知であるような複数のスキャニにより形成されている。例えば、CTシステムでは、継続的に回転するファンビーム状X線源と、これに相対している弓形の検出器アレイとを支持している円形のガントリを用いている。ファンビーム状X線源と検出器アレイはガントリ内で継続的に回転する。CTシステムはさらに、ガントリと一体となった患者寝台を含む。ファンビーム状X線源が継続的に回転する間に、この寝台により、患者は事前定義の増分ステップでガントリを通過するように移動させてている。CTシステムでのガントリと寝台の機械的相互接続は、患者の位置とX線源及び検出器アレイの位置との既知の関係を常時維持させており、これにより画像の3Dボリュメトリック・データ組を構成するために既知の関係で互いに整列している2D画像の組を構成せることができる。3Dボリュームを構成させた後、サジタル・ビュー、コロナル・ビュー、アキシャル・ビュー、あるいはセグメント化またはレンダリングした画像ビューなどの所望のビューを医師に提示するために、患者の個々のスライスを取得することができる。MRIシステムは、マグネット・コイルを保持しているガントリと患者寝台との間で同様の機械的相互接続を維持している。

30

【0003】

しかし、CTやMRシステムは極めて複雑であり、大型であり、かつ高価である。より最近の出来事としては、術中MRや可動式CTシステムが提案されている。しかし、こうした術中MRや可動式CTシステムでは、未だに、ガントリと一体で形成させた患者寝台を備えているような構成が必要である。多くの術中及び診断手技は、可動式の場合でもそうでない場合でも、MRやCTシステムの費用に釣り合う(すなわち、見合う)ものではない。さらに、術中MRや可動式CTシステムは、未だにかなり大型であると共に手術室の

40

50

かなりの部分を占有する。

【0004】

今日、多くの診断的及び外科的手技が、可動式Cアーム・タイプのX線システムを透視モードまたはディジタル式撮影モードで使用して実施されている。可動式Cアーム型X線システムは、CTやMRシステムと比べてより小型で、より複雑でなく、かつより低価格となるに連れて、ORや病院並びにクリニックの手術間施設においてより普通に見られるようになっている。従来の可動式Cアーム・システムは、標準的な透視X線イメージングを実行しその手技を受けている患者の一つまたは複数のX線画像を収集することにより、外科的手技の間で使用されてきた。可動式Cアームを用いて取得される最も一般的なX線画像としては、APビュー(正面像)や側面ビュー(側面像)が含まれる。一例として、外科的処置の計画段階において、医師は、APビュー1枚と側面ビュー1枚の2回の照射／撮影を取得し、関心領域の初期的観察及び検査を行うことがある。ある脊椎手技では、医師は次に関心領域(ROI)から組織を切除し関心対象の骨部分を露出させることになる。次に、医師は、外科器具または外科ツールをこの関心対象骨部分の近傍に配置し、この器具またはツールが外科的手技を行おうと医師の希望する所望の位置及び方向に配置されるようになる。医師は次に、このROI及び器具に関して新たに2回の照射／撮影(AP及び側面)を取得し、関心対象骨部分を基準とした器具／ツールの位置及び方向を観察するのが普通である。次いで、医師は骨に穴を開けるなどの外科的手技を開始する。外科的手技の途中の様々な段階において、医師は新たに照射／撮影(AP及び側面)からなる対を取得し、その手技の進捗を判定している。この手順はツールが所望の最終位置に到達するまで反復される。上述した手順では患者から何回かにわたり照射を採取することが必要となり、これにより、ある手技を完了させるのに要する放射線量は最小限にすることが望ましいものではあるが、患者に大きなX線量を受けさせることになる。

10

20

30

【0005】

Cアーム・ベースのシステムは、軌道(orbital)トラッキング方向、長軸(longitudinal)トラッキング方向、側面(lateral)トラッキング方向、横軸(transverse)トラッキング方向、ピボット状(pivotal)トラッキング方向、「wig-wag」トラッキング方向など幾つかの移動方向への医師によるCアームの移動及び回転を可能するようなジョイント及び相互接続の構成を有している。適当なジョイント及び相互接続において機械的ロックを解除することにより、Cアームを上述したトラッキング方向の各々に移動させることができる。

30

【0006】

Cアーム(したがって、X線源及びイメージ・インテンシファイア)を軌道トラッキング方向(すなわち、Cアームのフレームにより規定される面内にある弓形経路)で駆動させるために機械式モータを含んでいるような少なくとも一つのCアーム・タイプのシステムが提唱されている。このモータがCアームを軌道トラッキング方向に移動させるのに伴って、一連の照射が採取される。この一連の照射は3次元ボリュームとして表示させるために一つのデータ組に合成させている。しかし、モータ駆動式Cアーム・システムは、その画像フレームが患者位置やアラインメントと相関されていないため、診断的手技に対してのみ有用であり、介入的手術では有用でない。

40

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

患者の3Dボリュメトリック・データ組及び器具情報を構成せざることが可能であり、かつ診断的及び介入的手技の間で使用するために所望の任意のビュー角度でデータのスライス、セグメントまたはレンダリングしたボリュームを表示することが可能であるような改良型のCアーム・ベースのシステムが必要とされている。

【0008】

【課題を解決するための手段】

好ましい実施形態の一態様では、X線を発生させるためのX線源と、X線を受け取りこの受け取ったX線から透視像を導出するための受信体デバイスと、を備えたCアームを有す

50

るような医用イメージング・システムを提供する。このCアームはX線源及び受信体デバイスを画像収集経路に沿って少なくとも第1及び第2の画像収集位置間で移動させている。収集モジュールにより、X線源及び受信体を第1及び第2の画像収集位置のそれぞれに位置させた時点でその第1及び第2の透視像が取得されるようにした一連の2D透視像を取得している。画像処理装置は、この一連の透視像に基づいて対象ボクセルの3Dボリュームを構成させている。モニタは、3Dレンダリング、患者スライスその他の3Dボリュームに基づいて画像を表示させている。位置トラッカーは、この一連の照射を通じた位置のそれぞれにおいてCアーム及び患者の位置を監視し、患者及び受信体に関する位置情報を透視像に提供している。Cアームは、画像収集経路に沿って、手動式、機械式、または自動式で移動させることができる。

10

【0009】

少なくとも一つの別の実施形態では、画像処理装置により一連の2D透視像からコンピュータ断層ボリュームを構成させている。この画像処理装置は、複数の2D透視像を3Dボリュメトリック・データ組に変換する。この画像処理装置は3Dボリュームを構成させるために逐次再構成技法を実行することができる。別法として、その画像処理装置は3Dボリュームを構成させるために逆投影技法を実行することがある。

【0010】

少なくとも一つの別の実施形態では、そのCアームは軌道状回転経路に沿ってCアームを移動させているベースに回転自在に取り付けられており、X線源及び受信体デバイスをCアームが規定する面と垂直に整列した軌道軸の周りの一つの弧に追従させている。少なくとも一つの別の実施形態では、ホイールを有する可動式ベースを設けている。このベースにCアームを取り付けることができると共に、X線源及び受信体デバイスを側面画像収集経路に沿って第1及び第2の位置の間で移動させるためにCアーム面を横断する軌道軸と接線をなすように形成された側面回転軸に沿ってこのベースはホイール上を移動可能とすることができる。ビポット部材を設けることもある。このビポット部材により、Cアームを含む面内に含まれると共に該面に沿って延びるビポット軸の周りでCアームをビポットさせることができる。このビポット部材は、X線源及び受信体デバイスをビポット状画像収集経路の周囲に第1及び第2の位置の間でビポットさせている。

20

【0011】

さらに別の実施形態では、収集モジュールによりイメージング経路に沿って間隔をおいた所定の位置で一描いの2D透視像を収集している。任意選択では、その収集モジュールは2D透視像を画像収集経路に沿って等間隔で取得することができる。この等間隔は、Cアームの概ね5度の回転ごととなることがある。収集モジュールは座標基準系に対するCアームの位置を継続的に計算し、Cアームがイメージング経路に沿った所定の位置に到達した時点で照射を発生させるようにX線源をトリガしている。

30

【0012】

実施の一形態では、その第1及び第2の位置は、Cアームの弓形の移動範囲に沿ったそれぞれ開始位置と終了位置とすることができます。この開始位置と終了位置は145度から190度の間の間隔をもたせることができる。

40

【0013】

本発明の好ましい実施形態は、整形外科的手技、脊椎への検査及び応用、関節置換手技その他におけるなど様々な診断的手段、介入的外科処置への応用その他で使用することができる。脊椎への応用では、頸椎、胸椎または腰椎などの椎骨にペン(pen)やネジ(screw)を取り付けることが必要となることがある。椎骨は、AP透視ビュー及び側面透視ビューを通じたのでは満足に図示できないような複雑な解剖構造を示している。APビューと側面ビューでは、必ずしも、椎骨の複雑な詳細を適当に表示することができないことがある。脊椎への応用では、脊椎の柱体の断面を各スライス別の形式で提示するためにはジタル・ビュー、コロナル・ビュー及びアキシャル・ビューの表示を含ませることが好ましい。少なくとも一つの好ましい実施形態では、Cアームにより得た3Dボリューム・データ組から、ジタル・ビュー、コロナル・ビュー及びアキシャル・ビューを取得す

50

ることができる。

【0014】

医師が脊椎の外科処置を実施する際に、その器具やツールは医師に提示される2Dまたは3D画像の一つまたは複数と重なり合うことがある。器具またはツールの患者の脊椎柱体を基準とした動きに追従するために、器具またはツールの位置は継続的かつ反復的にリアルタイムで更新させている。

【0015】

本発明の好ましい実施形態の少なくとも一つを使用できる一般的な整形外科手技の一例は、折れた骨を固定する場合など骨折の整復に関連する。骨折整復手術の間では、一つまたは複数のトラッキング・デバイスを骨折した骨の上の一つまたは複数の点に取り付けることがある。骨折した骨を表示するように取得した2Dまたは3D画像は、外科処置計画及び／またはアラインメントに使用することができる。この2Dまたは3D画像はさらに、骨折した骨を所望の任意の向きにしたビューを取得するために骨折整復手技（すなわち、骨の固定）の実施中に使用することもできる。骨折を寄せるのに伴って、所望の任意の向きからの2Dまたは3D画像を観察し各骨が適正に整列しているか否かを判定することができる。

【0016】

本発明の好ましい実施形態の少なくとも一つを使用できる一般的な整形外科手技の別の例は、膝部を人工装具で置換する場合などの関節置換に関連する。膝用の人工装具は球窓間節（ball and receiving joint）を含んでいる。膝部の一方の側ではその骨内にノッチを切り、この中に球部を挿入している。膝部のもう一方の側ではその骨内にノッチを切り、この中に窓関節部を挿入している。球部と窓関節部はこれらの骨ノッチ内で適正に整列させることが重要である。というのは、いずれかにおいて度数の整列ズレがあると、その足が適正に整列しなくなるからである。さらに、こうした関節は均等な荷重ができるように設計されているため、球部と窓関節内に整列ズレがあるとその人工装具の損耗を早めることになる。荷重にわずかずつ度数のアンバランスがあると、関節の損耗が早まることになる。

【0017】

一般的な整形外科手技や脊椎手技ではコンピュータ断層システムを必要とする程ではなく、また、手術に対するCTシステム分の費用の附加に見合うものでもない。一方、ほとんどの手術室では透視システムがあるか、または利用可能であるため、一般的な整形外科手技や脊椎手技の間で使用することがより容易であることが普通である。透視装置によるボリュメトリック再構成により、医師は対象台上で患者を麻酔している間に外科処置計画を迅速に実施する能力が得られる。医師は、外科処置計画段階（例えば、術前計画）の数分以内で、適正なアラインメント（例えば、手術間ナビゲーション）を得て質的保証を確認するという計画を実行することができる。したがって、本発明の好ましい実施形態の少なくとも一つにより、医師は計画が適正に実行されたことを確認することができる。本発明の好ましい実施形態の少なくとも一つでは、術中手技（例えば、手術間データ収集）の間でイメージング・データを収集しており、事前のイメージングは全く不要である。手術間データ収集を可能にすることにより、患者を画像収集のために別の部屋に移す必要がなくなり、これに代わって患者に麻酔をかけて手術準備をしている間にCアームによりこれらの画像を取得することができる。

【0018】

上述した要約、並びに本発明の好ましい実施形態の以下の詳細な説明は、添付の図面と共に読むことによってさらに十分な理解が得られよう。本発明の好ましい実施形態を図示するために、図面では目下のところ好ましい実施形態を示している。しかし、本発明は添付の図面に示した配置や手段に限定するものではないことを理解すべきである。

【0019】

【発明の実施の形態】

図1はX線発生装置14、画像処理コンピュータ16及びトラッカー・モジュール18と

10

20

30

40

50

電気的に接続された C アーム 1 2 を含むような透視 X 線システム 1 0 を表している。このトラッカー・モジュール 1 8 はトラッキング・データ処理装置 2 0 と連絡しており、このトラッキング・データ処理装置 2 0 は一方、画像処理コンピュータ 1 6 及び X 線発生装置 1 4 と連絡している。画像処理コンピュータ 1 6 はモニタ 4 8 と連絡している。

【0020】

C アーム 1 2 は、その一方の側に取り付けた X 線源 3 6 と、その反対側に取り付けた X 線受信体デバイス 3 4 と、を含んでいる。C アーム 1 2 は、とりわけ、軌道トラッキング方向、長軸トラッキング方向、側面トラッキング方向、横軸トラッキング方向、ピボット状トラッキング方向、「w i g - w a g」トラッキング方向を含めた複数の画像収集経路に沿った幾つかの方向に移動可能である。軌道状回転方向を矢印 A で示している。図 1 では、C アーム 1 2 と受信体 3 4 が第 1 の位置 (P 1) に位置しているときは実線で描き、第 2 の位置 (P 2) に位置しているときは影線で描いている。別法として、C アーム 1 2 、受信体 3 4 及び X 線源 3 6 は、長軸、側面、横軸及び w i g - w a g のトラッキング方向やその他の方向で画像収集経路に沿って移動させることができる。

【0021】

トラッカー・モジュール 1 8 は、患者 2 2 、受信体 3 4 、並びに医師が診断的手技または介入的外科処置の間に使用する器具またはツール 2 4 (存在する場合) の位置を監視している。トラッカー・モジュール 1 8 は患者 2 2 、受信体 3 4 及び器具 2 4 のそれぞれに関するトラッキング成分座標 2 6 をトラッキング・データ処理装置 2 0 に提供する。トラッキング・データ処理装置 2 0 はこのトラッキング成分座標 2 6 を用いて座標系の基準点を基準として規定される受信体 3 4 、患者 2 2 及び器具 2 4 の座標系に対する位置を継続的に計算している。この座標系の基準点は、使用するトラッcker・モジュール 1 8 の種類に部分的に依存している。トラッキング・データ処理装置 2 0 は制御コマンドまたはトリガ・コマンド 2 8 を X 線発生装置 1 4 に送り、この X 線発生装置 1 4 は一方、X 線源 3 6 及び受信体 3 4 により一つまたは複数の照射を採取させるようにしている。トラッキング・データ処理装置 2 0 は、照射基準データ 3 0 を画像処理コンピュータ 1 6 に提供している。以下でより詳細に説明するが、制御またはトリガ・コマンド 2 8 、並びに照射基準データ 3 0 は、C アームを画像収集経路に沿って移動させるのに従ってトラッキング・データ処理装置 2 0 によりトラッキング成分座標 2 6 に基づいて生成させている。

【0022】

一例として、C アーム 1 2 は、一連の照射を取得しながら第 1 の位置 P 1 と第 2 の位置 P 2 の間で手動式に移動させことがある。この画像収集経路は(図 2 に示すように)軌道状回転方向に沿わせることがあり、また受信体 3 4 は 0 ~ 1 4 5° または 0 ~ 1 9 0° の移動範囲にわたって回転させことがある。別法として、その画像収集経路は、位置 P 3 と位置 P 4 の間で図 3 の矢印 B で示すような側面回転方向に沿わせことがある。

【0023】

画像処理コンピュータ 1 6 は、C アーム 1 2 を回転させるのに伴って、受信体 3 4 から一連の画像照射 3 2 を集める。受信体 3 4 は、X 線発生装置 1 4 により X 線源 3 6 をトリガするごとに画像照射 3 2 を集めている。画像処理コンピュータ 1 6 は各画像照射 3 2 を対応する照射基準データ 3 0 と組み合わせると共に、照射基準データ 3 0 を用いて、以下でより詳細に説明するようにして 3 次元ポリュメトリック・データ組を構成させている。この 3 次元ポリュメトリック・データ組を用いて患者の関心領域に関するスライスなどの画像を作成している。例えば、画像処理コンピュータ 1 6 はこのポリュメトリック・データ組から、患者の脊椎、膝、その他に関するサジタル・ビュー、コロナル・ビュー及び/またはアキシャル・ビューを作成することができる。

【0024】

図 6 は例示的な可動式 C アーム X 線ユニット 1 1 0 を表している。この可動式 C アーム X 線ユニット 1 1 0 の主たる機能の一つは、診断的及び介入的イメージングのための X 線を発生させることである。このユニット 1 1 0 は、メインフレーム 1 1 1 、C アーム 1 1 2 、L アーム 1 1 3 、及び制御パネル 1 1 4 から構成されている。メインフレーム 1 1 1 の

10

20

30

40

40

50

下側部分により、ユニット 110 に可動性を提供するためにキャスターを使用しているような一つの T 字形構造が形成されている。このメインフレーム 111 は、ユニット 110 に対するパワー並びにその他のデバイスの結合を制御するためのパワー・パネル 117 を含んでいる。メインフレーム 111 はさらに、C アーム 112 及び L アーム 113 がメインフレーム 111 に対して垂直に移動できるようにしている垂直リフト支柱 118 を含んでいる。垂直リフト支柱 118 は、上側ハウジング 119 で終端となっており、この上側ハウジング 119 には水平延長アーム 120 を貫通させ、水平延長アーム 120 を上側ハウジング 119 に対して移動させることによりアーム 120 が垂直リフト支柱 118 に対して直角に移動できるようになっている。C アーム 112 は、水平延長アーム 120 の軸に沿って移動させ、横軸トラッキングの動きを実現させることができ。L アーム 113 は、水平延長アーム 120 の周りでビポッド（ビポッド状トラッキング運動）させることができ、これにより L アーム 113 は 360° の弧にわたってビポッドさせることができる。水平延長アーム 120 は L アーム 113 の一方の端に結合させ、一方、L アーム 113 の外側端は C アーム 112 と結合させている。

【0025】

C アーム 112 は、C アーム 112 の一方の端に X 線放出体 123 を、また C アーム 112 のもう一方の端にカメラ 125 を備えたイメージ・インテンシファイア 124 などの受信体を有している一つの C 字形構造である。C アーム 112 は、C アーム 112 の 180° 回転を可能にしているフリップフロップ式ロック 128 とフリップフロップ式ブレーキ 127 を含んでいる。X 線放出体 123 からの X 線ビームをコリメートするためには、コリメータ・アセンブリ 129 を設けることができる。スペーサ 130 により患者を X 線放出体 123 範囲内に導く際の安全距離が提供される。

【0026】

ユニット 110 は、典型的には、監視ユニットと結合させており、こうした監視ユニットはカメラ 125 により提供されるビデオ画像を観測するのに必要な装置を含んでいる。この結合は、C アーム X 線ユニット 110 と協同して使用するのが典型的であるようなビデオ表示監視カートなどの監視装置にユニット 110 のパワー・パネル 117 を経由して結合させたケーブルを介して実現されている。別法として、この監視装置やビデオ表示監視カートは C アーム X 線ユニット 110 と一緒に形成させることができる。

【0027】

図 1 に戻ると、トラッカー・モジュール 18 は、受信体位置センサ 40、患者位置センサ 42 及び器具位置センサ 44 のそれぞれから位置情報を受け取っている。センサ 40～44 は、ハード結線、赤外線、ラジオ波その他を介してトラッcker・モジュール 18 と連絡させることができる。センサ 40～44 及びトラッcker・モジュール 18 は、電磁気、光、赤外線その他など周知の幾つかの媒体のうちの一つに基づいて動作させるように構成することができる。別法として、センサ 40～44 及びトラッcker・モジュール 18 はこうした媒体の組み合わせに基づいて動作させることもできる。

【0028】

単に一例として、電磁的（EM）な実現形態では、磁場送信器／発生器に、直角に配置した最大 3 個の磁気双極子（例えば、電流ループや電磁気回路）を設けている。3 個の双極子の各々が発生させる磁場は、位相、周波数または時分割多重のいずれかを通じて互いに識別可能である。この磁場は、位置検出のための掘り所とすることができる。磁場送信器／発生器により、患者位置センサ 42、受信体位置センサ 40 または器具位置センサ 44 のうちの任意の一つを形成させることができる。磁場送信器／発生器は、位置センサ 40～44 の残り二つにより検出される EM 磁場を発生させる。一例として、患者位置センサ 42 が磁場送信器／発生器を備えており、一方受信体センサ 40 と器具位置センサ 44 がそれぞれ一つまたは複数の磁場センサを備えることがある。

【0029】

別の実施形態では、センサ 40～44 及びトラッcker・モジュール 18 は、光学信号または赤外線信号に基づいた構成とすることがある。光または赤外線に基づく実施の一形態で

10

20

30

40

50

は、別に位置監視カメラ 4 6 を追加してセンサ 4 0 ~ 4 4 の位置を監視し、かつトラッカー・モジュール 1 8 と連絡させている。この別の実施形態では、各センサ 4 0 ~ 4 4 により能動的な赤外光を周期的に放出させ、これを位置監視カメラ 4 6 に検出せざることがある。別法として、そのセンサ 4 0 ~ 4 4 は、カメラ 4 6 の位置及び／または部屋の周りに別の赤外線放出体を配置させているような受動的光学構成で動作することがある。こうした放出体は赤外光を放出するように周期的にトリガを受ける。放出させた赤外光は、一つまたは複数のカメラ 4 6 上に来るようセンサ 4 0 ~ 4 4 で反射される。センサ 4 0 ~ 4 4 及び位置監視カメラ 4 6 の連携によって収集した能動的または受動的な光学情報は、患者 2 2、受信体 3 4 及び器具 2 4 の各々に関するトラッキング成分座標を規定するため、トラッカー・モジュール 1 8 により使用される。この位置情報により、六つの自由度（例えば、x、y、z の各座標、並びにピッチ（pitch）、ロール（roll）及びヨー（yaw）の各角度方向）を規定することができる。この位置情報は、極座標やデカルト座標系で規定することができる。

【0030】

さらにもう別の実施形態では、トラッカー・モジュール 1 8 及びセンサ 4 0 ~ 4 4 は、センサ 4 2 を信号送信器として動作させ、またセンサ 4 0 及び 4 4 を信号受信器として動作させるようにして、信号の三角測量に基づいて動作させることができる。三角測量システムでは、その位置検出は送信された第 1 及び第 2 の信号の特性を比較し、伝搬した相対距離を決定することにより達成される。送信する信号は超音波したり、電磁波（ラジオ波、レーザ光、発光ダイオード、その他）とすることができる。

10

【0031】

さらに別の実施形態として、複数の R/F 受信コイルを、米国特許第 5, 251, 635 号に示されているように受信体 3 4 に取り付けるなど、被検体の周りに配置せざることができる。外科器具 2 4 は、各ツールまたは器具 2 4 上に器具の位置を決定するための少なくとも一つのコイルと、向きを決定するために器具一つあたり少なくとも二つのコイルとを備えるように小型の R/F 送信コイルを組み込むように修正することができる。トラッカー・モジュール 1 8 とトラッキング・データ処理装置 2 0 は協同して、この送信コイル（したがって、器具 2 4）の位置及び方向を計算する。計算した器具 2 4 の位置は、ビデオ・モニタ 4 8 上に表示された X 線画像上で、記号の重ね合わせにより表示している。患者 2 2 上のセンサ 4 2 は、基準座標系内の位置を特定するために上述した方式で使用される。この例示的な実施形態での基準座標系は、器具 2 4 上の送信器を座標系の原点とするようにして規定される。動作時には、トラッキング・モジュール 1 8 は、患者位置センサ 4 2 の送信器位置を原点とする座標系を基準とした器具 2 4 の位置及び受信体 3 4 の位置を監視している。

20

【0032】

トラッcker・モジュール 1 8 は、器具（ $(x, y, z, pitch, roll, yaw)$ ）、検出器 3 4 ($D(x, y, z, pitch, roll, yaw)$)、及び／または患者 2 2 ($P(x, y, z, pitch, roll, yaw)$) に関する各デカルト座標、ピッチ、ロール及びヨーなど、連続した一連のトラッキング成分座標を発生させている。患者位置センサ 4 2 がその内部に（少なくとも一つの好みの実施形態に従った）EM 送信器を備えている場合、その座標基準系は患者位置センサ 4 2 の位置を原点とするように規定することができる。赤外線トラッキング・システムを用いる場合、その座標系は患者監視カメラ 4 6 を原点とするように規定することができる。

30

【0033】

トラッキング・データ処理装置 2 0 は、一連のトラッキング成分座標 2 6 を継続的に集めると共に、基準点に対する患者 2 2、受信体 3 4 及び器具 2 4 の位置を継続的に計算している。トラッキング・データ処理装置 2 0 は、C アームの回転位置を計算し、この各位位置を一時的に記憶することができる。新たな各回転位置は、固定の角度位置（座標系内で x、y、z の各座標で規定される）を表しているか、または固定の弓形の動き（例えば、5° その他）に基づいた目標位置と比較することができる。3 D 収集手続きを起動させると、

40

50

トラッキング・データ処理装置20はCアーム12に対する基準の向きを確立する。例えば、その開始点と終了点がそれぞれ 0° の角度と 190° の角度に対応するような画像収集経路の一方の端まで受信体34を移動し終えた後に、トラッキング・データ処理装置20は収集手順を起動させることができる。別法として、そのトラッキング・データ処理装置20は、Cアーム12を移動範囲に沿った途中の点に位置させた状態で座標基準系を初期化することができる。この別の実施形態では、トラッキング・データ処理装置20は、受信体34の現在の位置を(その場所がどこであるかによらず)収集手手続きに関する開始点として規定している。トラッキング・データ処理装置20が画像収集手続きに関する開始点(すなわち、初期点)を確立した後、制御ノリガ・コマンド28がX線発生装置14に送られると共に、最初の照射基準データ30が画像処理コンピュータ16に送られ、最初の画像照射34が得られかつ処理される。

10

【0034】

受信体34の初期位置を確立した後、トラッキング・データ処理装置20は、受信体34に関するトラッキング成分座標26を継続的に監視し、かつ受信体34が事前定義の距離だけ移動した時点を決定する。トラッキング成分座標26により受信体34が初期位置から事前定義の距離だけ移動したことが指示された時点で、トラッキング・データ処理装置20は新たな制御またはトリガ・コマンド28をX線発生装置14に送り、これによりX線源36に対してX線照射を行わせる。トラッキング・データ処理装置20はさらに、新たな照射基準データ30を画像処理コンピュータ16に送っている。この手順は画像収集経路全体にわたって事前定義の間隔で反復させ、一連の画像を取得している。画像処理コンピュータ16は、一連の照射基準データ30に対応したこの一連の画像照射32を取得し、これを組み合わせてボリュメトリック・データ組にしてメモリ内に記憶させる。

20

【0035】

一例として、トラッキング・データ処理装置20は、X線発生装置14及び画像処理コンピュータ16に対して、受信体34を軌道状移動経路の周りに移動させる間に事前定義の弧状間隔で画像照射を取得せざることがある。その全体にわたって画像を取得している受信体34の軌道状移動範囲は、Cアーム12に関して 145° 以上の移動範囲とすることや、最大 190° までの移動範囲とすることがある。したがって、受信体34は、事前定義の弧状間隔で画像照射32を採取して3Dボリュームの構成で使用する一組の画像照射を得しながら、ゼロの角度基準点から 145° の回転にわたって移動せざることがある。任意選択では、その弧状間隔は、 1° 、 5° 、 10° その他だけ等間隔離れており、これにより検出器34の回転による移動の間に、それぞれ概ね 100 、 40 または 15 回の画像照射(すなわち、フレーム)が取得される。この弧状間隔では、互いの離間を一定に揃えている場合も、揃えていない場合もある。

30

【0036】

受信体34は、所望の任意の速度でオペレータが手動で移動せざことがある。受信体34がトラッカ・モジュール18により直接監視された所望の各位置に配置された時点でのみ照射がトリガされるため、オペレータは受信体34を漸増する速度や、漸減する速度、あるいは不均一の速度で移動せざることもできる。

40

【0037】

図2～3は、Cアーム12の二つの例示的移動範囲を表している。図2の例では、Cアーム12は軌道状移動範囲にわたって手動または自動で移動させ、3D患者データ組を構成せざるように所望の間隔(例えば、照射間隔50)で照射を離散的に取得している。図3の例では、Cアーム12を軌道状回転とは別の方角、すなわち、側面回転範囲にわたって移動せざことができる。破線55で示す側面回転範囲に沿った離散的な各角度において、3D患者データ組を構成せざるために上で説明した方式により照射を取得せざることができる。

【0038】

図4～5はそれぞれ、軌道状回転範囲と側面回転範囲を表しておあり、これらの範囲では、図2～3の移動範囲と同様にして受信体34を移動せざっている。図4～5の例では、受信

50

体 3 4 上の L E D 4 7 及び 4 8 と、患者 2 2 上の L E D 5 1 及び 5 2 の位置を検出するためのカメラ 4 6 を有する光学トラッキング・システムを用いている。任意選択では、L E D 4 7 、 4 8 、 5 1 及び 5 2 は受動的な反射体である。

【0039】

図 7 は、本発明に従って形成される別の実施形態を表している。透視イメージング・システム 2 0 0 は、患者を透過した X 線を検出するように C アームに取り付けた検出器 2 1 0 を含んでいる。トラッキング・サブシステム 2 2 0 は、患者座標情報 2 2 5 、検出器座標情報 2 3 0 及び器具座標情報 2 3 5 を受け取っている。トラッキング・サブシステム 2 2 0 はこの座標情報 2 2 5 ~ 2 3 5 を処理して、これを画像処理装置 2 4 0 に渡しており、この画像処理装置 2 4 0 は、検出器 2 1 0 から照射フレームを受け取り画像フレームをディスプレイ 2 5 0 に出力している。画像処理装置 2 4 0 は、トラッキング・サブシステム 2 2 0 から提供される位置データ 2 4 5 により指示された時点で検出器 2 1 0 から照射フレームを集めているフレーム・グラバー 2 6 0 を含んでいる。

【0040】

照射フレームはフレーム・グラバー 2 6 0 から、ボリュメトリック画像メモリ 2 8 0 内での照射フレームの保存を管理している画像ボリューム処理装置 2 7 0 に送られる。画像ボリューム処理装置 2 7 0 はボリュメトリック画像メモリ 2 8 0 内に 3 次元患者データ・ボリュームを構成させている。3 D 患者データ・ボリュームは、極めて少数の照射フレーム（例えば、1 0 0 個その他）に基づいて構成させることができる。フレーム・グラバー 2 6 0 により追加の照射フレームが取得されるに伴って、その 3 D 患者データ・ボリュームの正確さや完全性が改善される。3 D 患者データ・ボリュームを構成させる以外に、画像ボリューム処理装置 2 7 0 はさらにつづけるボリュームから画像スライスも構成させている。このスライスはスライス・データ組メモリ 2 9 0 内に保存される。

【0041】

表示グラフィックス処理装置 2 9 5 はこのスライス・データ組メモリ 2 9 0 にアクセスし、ディスプレイ 2 5 0 上に画像スライスを表示している。表示グラフィックス処理装置 2 9 5 はさらに、器具またはツール 2 4 のグラフィック表現も構成させ、この器具のグラフィック表現をディスプレイ 2 5 0 上で画像スライスと重ね合わせている。表示グラフィックス処理装置 2 9 5 は、器具グラフィックスを各画像スライス上に重ね合わせた状態で、ディスプレイ 2 5 0 上に複数の 2 次元画像スライスを同時に提示することができる。別法または画像スライスとの組み合わせでは、表示グラフィックス処理装置 2 9 5 は 3 D 患者データ・ボリュームの 3 次元レンダリングを構成させ、この 3 次元レンダリングをディスプレイ 2 5 0 上に、別々にまたは器具 2 4 の 3 次元グラフィック表現と組み合わせて表示させることができる。この 3 次元患者画像及び 3 次元器具グラフィック表現は、複数の角度からの患者データ・ボリュームの観察が可能となり、かつ複数の角度からの器具グラフィック表現の観察が可能となるように（ビデオタイプの形式において）回転させるように制御を受けることがある。3 次元で表示された患者データ・ボリュームの回転は、疑似ビデオ形式（simulated video format）などのように自動的とすることや、システムのオペレータが手動で段階的に制御することもできる。例えば、オペレータは関心領域をマウスでクリックすることにより画像を回転させたり、画像のドラッグにより回転及び／または平行移動を行わせることができる。

【0042】

図 8 は、本発明の好ましい実施形態の少なくとも一つが従っている、透視情報並びに器具またはツール情報の取得及び表示に関する一般的な処理シーケンスを表している。ステップ 3 0 0 で開始されると、受信体 3 4 は最初の照射を取得し、またトラッカー・モジュール 1 8 及びトラッキング・データ処理装置 2 0 は画像受信体 3 4 の位置を初期化する。画像受信体 3 4 の初期位置は、受信体 3 4 の C アーム 1 2 の周りでの回転軌道の一方の極端点に相当することがある。別法として、画像受信体 3 4 の初期位置は、単に、オペレーターが 3 D 収集操作を起動させた時点で存在していた位置に相当することもある。ステップ 3 0 0 において最初の照射及び受信体 3 4 の位置を取得した後、フローは、トラッキング・

10

20

30

40

50

モジュール 1 8 及びトラッキング・データ処理装置 2 0 により受信体 3 4 の位置を継続的に監視するステップであるステップ 3 0 5 に進む。

【0043】

受信体 3 4 が照射を取得した最近の直前位置から所望の距離だけ移動した後、フローはステップ 3 1 0 に進む。ステップ 3 1 0 において、新たな照射を取得するためにトラッキング・データ処理装置 2 0 は X 線発生装置 1 4 により X 線源 3 6 をトリガせる。トラッキング・データ処理装置 2 0 は、ステップ 3 1 5 において、受信体 3 4 から新たな照射を取り込むように画像処理装置 1 6 に指令する。画像処理コンピュータ 1 6 は新たな照射を取り込み、ステップ 3 2 0 においてこの新たな照射を受信体 3 4 の位置と共に記憶している。この位置情報はトラッキング・データ処理装置 2 0 から提供される。ステップ 3 1 5 で取得した新たな照射は、ステップ 3 2 5 において 3 D 患者データ組を更新するように画像処理コンピュータ 1 6 により使用される。ステップ 3 3 5 において、画像処理コンピュータ 1 6 は患者スライス及び／または 3 D 患者データ組の 3 次元画像を構成させる。

【0044】

この 3 D 患者データ組は、10 回以上の照射からの情報により更新した後に患者スライスを再構成せざることが好ましい。ステップ 3 0 5 ～ 3 2 5 を反復して 10 回を超えるような追加の照射を取得し、これにより 3 D 患者データ組内の情報を改善させることができる。ステップ 3 3 5 において患者スライス及び／または 3 D 画像を構成させた後、ステップ 3 4 0 において、この患者スライス及び／または 3 D 画像を、単独で、あるいは患者 2 2 に対する器具 2 4 の位置を表すように器具グラフィックスと組み合わせて表示させている。破線 3 3 0 、 3 4 5 及び 3 5 0 は、ステップ 3 2 5 、 3 3 5 及び 3 4 0 を実行している間に、画像処理コンピュータ 1 6 がステップ 3 0 5 ～ 3 4 0 を反復するように並列演算を実行し 3 D 患者データ組に関する改善、並びに表示させる患者スライス及び 3 D 画像に関する改善を行っていることを示している。

10

【0045】

図 1 に戻ると、単に一例として、3 D 患者データ組の構成に使用するために照射を取得する離散的位置を表す一連の破線 5 0 を図示している。任意選択では、画像取り込み位置 5 0 は、受信体 3 4 の軌道状回転の少なくとも一部分に沿って、5° 間隔など均等に分割させることができる。例えば、受信体 3 4 は、5° ごとに照射を取得しながら、軌道状回転の 1 4 5° の弧に沿って移動させことがある。

20

【0046】

さらに代替として、受信体 3 4 は、C アーム 1 2 の移動範囲の一部またはその全体にわたって（軌道、長軸、横軸、ピボット状、またはこれ以外）3 D 患者データ組の収集の間に複数回移動せざることがある。例えば、医師は、受信体 3 4 を 1 4 5° の軌道状回転にわたって第 1 の方向に移動させ、さらに 1 4 5° の軌道状回転にわたって反対方向に移動させ、この 2 回の移動の間に受信体 3 4 により照射を取得することができる。受信体 3 4 の両方向への移動の間に取得した照射は、同じ角度位置とすることや、互いに交互配置とした異なる位置（例えば、第 1 の方向の移動の際には 0° 、 1 0° 、 2 0° などの各角度で、反対方向への移動の際には 2 5° 、 1 5° 、 5° などの各角度）とすることができる。

30

【0047】

さらに代替として、患者スライス及び／または画像のステップ 3 3 5 における再構成及び／またはステップ 3 4 0 における表示の際に、データ組内にある穴（例えば、データが極めて少ないか全くないことが分かっている領域）を特定することができる。これらの穴はディスプレイ上において黒いエリアとして表示される。データ組内の穴は、ステップ 3 4 0 においてスライスを表示させている間に、担当医が手作業で特定することができる。別法として、システムが、ステップ 3 3 5 においてデータ組内の穴を自動的に特定することができる。データ組内の穴を位置特定した後、全体の画像収集経路のうちのより狭い部分にわたって受信体 3 4 を自動または手動で移動させ、3 D 患者データ組内の穴を満たすよう追加のデータを取得することができる。任意選択では、ステップ 3 3 5 において患者データ組内に穴が特定された場合、画像処理コンピュータ 1 6 は、どの領域がもっと多く

40

50

のデータを必要としているのかをトラッキング・データ処理装置 20 に知らせることができ、これに応答して、トラッキング・データ処理装置 20 は受信体 34 に対するある離散的な軌道角度において（X 線発生装置 14 の制御を介して）追加の照射のみを取得することができる。例えば、ステップ 335 において画像処理コンピュータ 16 が受信体 34 の 40°～60° の角度位置に関する関心領域に対して追加の照射が必要であると判定した場合、画像処理コンピュータ 16 は、トラッキング・モジュール 18 からの受信体 34 の位置情報を監視して、受信体 34 が 40°～60° の軌道範囲（板にあったとした場合）にわたって移動している時点でのみ追加の照射をトリガするように、トラッキング・データ処理装置 20 に対して指示することができる。オペレータはもっと広い角度範囲（例えば、10°～90°）にわたって受信体 34 を移動させることもあるが、受信体 34 は希望の角度位置（例えば、40°～60°）においてのみ新たな照射を採取することになる。

【0048】

別法では、オペレータは、ステップ 340 においてスライス及び／または 3D 画像を表示している間にデータ組内の穴を特定することができる。この場合には、オペレータは、新たな照射を取得すべき位置にあたる軌道位置範囲を手作業で入力することができる。例えば、ユーザは新たな照射を軌道角度 120°～170° の間で取得すべきであることをトラッキング・データ処理装置 20 に知らせることができる。その後、トラッキング・データ処理装置 20 は、トラッカー・モジュール 18 からの位置情報を監視し、受信体 34 が手入力された関心対象軌道範囲にわたって移動している時点においてのみ X 線源 36 をトリガさせることになる。

【0049】

3D 患者データ組は、3 次元データ・ボリュームの構成に関して周知の幾つかのアルゴリズムのうちの一つを用いて、円錐ビーム源から取得される照射に基づいてステップ 325 において構成させることができる。一例として、その 3D 患者データ組はステップ 325 において、順投影及び／または逆投影技法などよく知られている幾つかの技法のうちの任意の一つを用いて構成させることができる。ステップ 335 で構成させる患者スライス及び 3D 画像は、既存の CT システムに関連して使用されるアルゴリズムなど幾つかの周知のアルゴリズムのうちの任意のアルゴリズムに従って作成することができる。ステップ 335 で構成させてステップ 340 で表示させる 3D 画像は、レイキャスティングなど周知の幾つかのボリューム・レンダリング技法のうちの任意の一つに基づいて 3D 患者データ組から作成することができる。患者スライス（サジタル、コロナル及びアキシャルの患者ビュー向けなど）のデータ組、セグメント、並びに 3D レンダリング画像を構成させるためには、幾つかの周知の技法が存在する。

【0050】

ステップ 305～325 において収集する照射の数により、ステップ 335 における患者スライスの再構成に必要な時間の長さが決まることがある。例えば、3D 患者データ組の構成のために 40 個のフレームを取得する場合は、これから一組の患者スライスを再構成するのに最大 14 分かかることがある。この患者スライスは、取得するフレームの数がもっと少なければこれより高速で構成させることができ、また 40 個を超えるフレームを取得する場合はこれより遅くなる。

【0051】

任意選択では、その画像処理コンピュータ 16 は、受信体 34 が各角度位置で複数の照射を得出し、これらのフレームを平均化した後で平均化したフレームを用いて 3D 患者データ組を更新しているようなフレーム平均化を実行することができる。しかし、画像処理コンピュータ 16 は各軌道状回転の位置で受信体 34 によりただ一個のみ取得した照射を用いることが好ましい。各軌道状回転位置で単一の照射を取得する場合、X 線発生装置 14 はより多くのエネルギー X 線量を発生させるように制御できる。例えば、フレーム平均化を使用する場合は低線量（例えば、40 mA）を使用することがあるが、各軌道状回転位置で単一の照射を取得する場合、高線量（例えば、150 mA その他）を使用することができる。ある種の場合、高品質画像を得るために、心臓分野で使用されるような大きなエ

10

20

30

40

50

エネルギー線量を用い、平均化を用いないことが好ましいことがある。

【0052】

大きなエネルギー線量を発生させるときには、少ないエネルギー線量を実施する場合と比べてより短いパルス幅を用いることができる。例えば、受信体34の各軌道状回転位置で単一の照射を取得する場合、X線発生装置14は3~6msの範囲のエネルギーが大きい短いパルスを提供するように制御を受けることがある。フレーム平均化の場合、X線発生装置14は低いエネルギーでより長いパルス（最大20ms以上など）を提供することができる。ある種の用途では、近接しているが正確に同じではない位置で受信体34が取得した2個以上のフレームを平均化することにより生ずることがあるようなぼけ（blurring）を防ぐため、各軌道状回転位置で受信体34から単一の照射を取得することが好ましいことがある。

10

【0053】

任意選択では、受信体34はビジコン（aticon）タイプの走査式カメラと組み合わせて使用するイメージ・インテンシファイアを含むことがある。別法として、受信体34は、CCD検出器タイプのカメラと組み合わせて使用するイメージ・インテンシファイアを含むことがある。典型的には、イメージ・インテンシファイアとカメラの間に、受信体34をより小型にするような光学系を設けている。さらに代替として、受信体34をフラットパネル検出器により製作し、これによりイメージ・インテンシファイアやカメラの使用を完全に排除することがある。

20

【0054】

ある好ましい実施形態では、受信体34はオペレータにより手動で動かされるように記載している。トラッキング・システムが器具24と患者22の両方を含む座標系に対する受信体34の絶対位置を決定するために、手動による移動が支援されている。受信体34を手動で移動させることにより、受信体34の自動制御に関連する追加の構造の必要性を回避できる。受信体34、器具24及び患者22の絶対位置を共通座標系内でこうした照射をトリガする情報から検出しているようなトラッキング・システムを用いることにより、受信体34の速度及び加速度が無関係となる。したがって、受信体34を移動させる速度により画像の正確性や品質が変わることはない。

【0055】

別の実施形態として、トラッカーコード・モジュール18及びトラッキング・データ処理装置20を含むトラッキング・システムでは、受信体34の位置を監視する必要がない。その代わりに、一連のセンサをCアーム12の周りに配置させ、軌道状回転、長軸回転、側面回転、Lアームの動き、横方向の動き、「wig-wag」の動きなどを検出している。室内的点、患者上の点、器具上の点などの基準点に対するCアーム内のすべての移動点を監視することにより、一連のセンサを用いて照射を取得する時点を制御し、かつ図1~5に示した経路以外に複数の画像収集経路に沿って一掃の照射を取得することが可能となる。

30

【0056】

さらに代替として、Cアーム12は、患者の脊椎に沿うなど患者に沿って延びる受信体34と比べてより大きな面積にわたり合成ボリューム・データ組を構築することができる。照射の複数の組を採取すると、脊椎全体、脚全体など、ある関心領域を包含するような矩形のボリュームを構築することができる。一例として、Cアームを脊椎の基部の近傍に配置して、さらに軌道状回転移動範囲にわたって移動させ、第1のデータ組を取得することができる。典型的には、受信体34は、患者がX線源36に接近することにより生ずる拡大の影響に応じて直径が最大9~12インチまでのエリアに対するデータを集めることができる。第1の一連の照射を取得した後、Cアーム12を脊椎に沿って9~12インチ未満の長さだけ移動させ、Cアーム12の新たな位置がCアーム12の最初の位置と若干重なり合うようにすることができる。位置変更した後、Cアームを新たな軌道状回転の周りに移動させ第2の一連の画像照射を取得することができる。画像照射の第3の組が必要であれば、脊椎全体に関する情報が取得されるまで、この手順を再度反復することができる。

40

50

脊椎に関する第1の組、第2の組（及び、必要であれば第3の組）の照射は合成し、一つの矩形のボリュームを構成させることができ、この矩形ボリュームからスライドが取得される。

【0057】

本発明に関する具体的な要素、実施形態及び応用について図示し説明してきたが、当業者によれば、特に上記の教示に照らして、修正が可能であることから、もちろん本発明はこれらに限定されるものではないものと理解されよう。したがって、添付の特許請求の範囲は、本発明の精神及び趣旨の域内に属するこれらの特徴を組み入れた修正を包括するよう企図している。

【図面の簡単な説明】

10

【図1】 本発明の好ましい実施の一形態に従って形成した透視イメージング・システムのブロック図である。

【図2】 電磁式トラッキング・サブシステムを使用しており、かつ本発明の好ましい実施の一形態に従って形成した軌道状回転範囲にわたって移動可能な透視イメージング・システムの図である。

【図3】 電磁式トラッキング・サブシステムを使用しており、かつ本発明の好ましい実施形態に従って形成した側面回転範囲にわたって移動可能な透視イメージング・システムの図である。

【図4】 光学式トラッキング・サブシステムを使用しており、かつ本発明の好ましい実施の一形態に従って形成した軌道状回転範囲にわたって移動可能な透視イメージング・システムの図である。

20

【図5】 光学式トラッキング・サブシステムを使用しており、かつ本発明の好ましい実施の一形態に従って形成した側面回転範囲にわたって移動可能な透視イメージング・システムの図である。

【図6】 本発明の一つまたは複数の好ましい実施形態に従って使用することができるCアームの図である。

【図7】 本発明の別の実施形態のブロック図である。

【図8】 本発明の好ましい実施形態の少なくとも一つに従って実行させる各ステップの流れ図である。

【符号の説明】

30

1 0 透視X線システム

1 2 Cアーム

1 4 X線発生装置

1 6 画像処理コンピュータ

1 8 トラッカー・モジュール

2 0 トラッキング・データ処理装置

2 2 患者

2 4 器具、ツール

2 6 トラッキング成分座標

2 8 制御コマンド、トリガ・コマンド

40

3 0 照射基準データ

3 2 画像照射

3 4 X線受信体デバイス、受信体

3 6 X線源

4 0 受信体位置センサ

4 2 患者位置センサ

4 4 器具位置センサ

4 6 位置監視カメラ

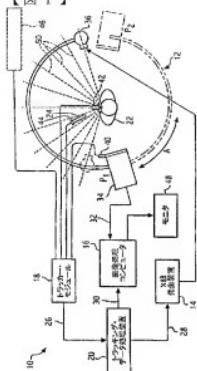
4 7 L E D

4 8 モニタ

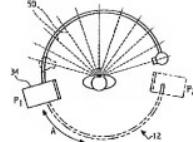
50

4 8	L E D	
5 0	照射間隔、画像取り込み位置	
5 1	L E D	
5 2	L E D	
5 5	離散的角度位置	
1 1 0	可動式CアームX線ユニット	
1 1 1	メインフレーム	
1 1 2	Cアーム	
1 1 3	Lアーム	
1 1 4	制御パネル	10
1 1 7	パワー・パネル	
1 1 8	垂直リフト支柱	
1 1 9	上側ハウジング	
1 2 0	水平延長アーム	
1 2 3	X線放出体	
1 2 4	イメージ・インテンシファイア	
1 2 5	カメラ	
1 2 7	フリップフロップ式ブレーキ	
1 2 8	フリップフロップ式ロック	
1 2 9	コリメータ・アセンブリ	20
1 3 0	スペーサ	
2 0 0	透視イメージング・システム	
2 1 0	検出器	
2 2 0	トラッキング・サブシステム	
2 2 5	患者座標情報	
2 3 0	検出器座標情報	
2 3 5	器具座標情報	
2 4 0	画像処理装置	
2 4 5	位置データ	
2 5 0	ディスプレイ	30
2 6 0	フレーム・グラバー	
2 7 0	画像ボリューム処理装置	
2 8 0	ボリュメトリック画像メモリ	
2 9 0	スライス・データ組メモリ	
2 9 5	表示グラフィックス処理装置	

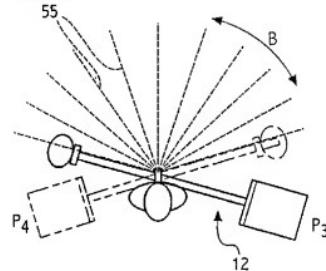
【図 1】



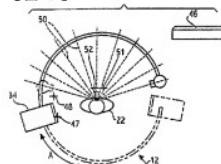
【図2】



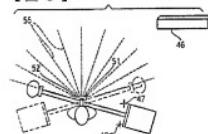
【図3】



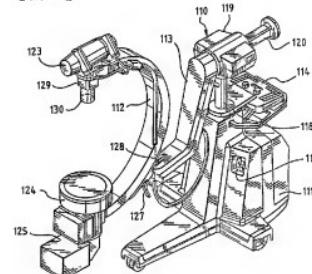
【図4】



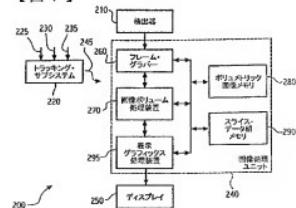
【图 5】



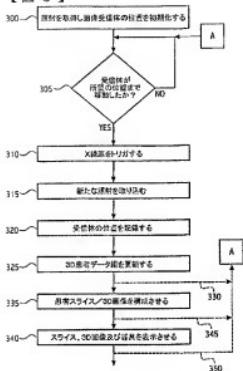
[圖 6]



【图7】



【図8】



フロントページの続き

(72)発明者 ジエンセン, ヴァーノン・トマス
アメリカ合衆国、84020、ユタ州、ドレーパー、シャドウランズ・レーン、13102番

審査官 安田 明央

(56)参考文献 独国特許出願公開第19917867 (DE, A1)
国際公開第00／064367 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/00-6/14